

• 双能 CT 技术影像学专题 •

双源 CT 双能量成像在脑血管检查中的应用价值

赵利娜, 帅桃, 彭涛, 陈坊桃, 李真林

【摘要】 目的:探讨双源 CT 双能量成像在脑血管检查中的应用价值。**方法:**60 例患者随机等分成两组: A 组 30 例, 使用一代双源 CT 检查, 扫描参数 140/80 kVp, 55/243mAs; B 组 30 例, 使用二代双源 CT 检查, 扫描参数 80/Sn 140 kVp, 208/104mAs。比较两组图像的颈动脉血管平均 CT 值、图像噪声、血管信噪比、对比噪声比以及图像质量主观评分; 同时比较两组检查的 CT 容积剂量指数(CTDIvol)、剂量长度乘积(DLP)和有效剂量(ED)。统计方法采用成组资料两样本 t 检验。**结果:**两组间影像质量的主观评估与客观评估各指标的差异均无统计学意义($P>0.05$)。两组间辐射剂量差异有统计学意义($P<0.05$), B 组有效剂量为 (0.27 ± 0.01) mSv, 较 A 组的 (0.37 ± 0.02) mSv 降低约 30%。**结论:**相较于一代双源 CT, 二代双源 CT 脑血管双能量成像能获得良好的图像质量, 同时辐射剂量明显降低。

【关键词】 体层摄影术, X 线计算机; 双源 CT; 双能量技术; 血管成像; 辐射量

【中图分类号】 R814.42; R743 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)12-1200-04

Application of dual source CT dual-energy angiography in cerebral blood vessels ZHAO Li-na, SHUAI Tao, PENG Tao, et al. Department of Radiology, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, P. R. China

【Abstract】 Objective: To explore the application of dual-energy CT in the examination of cerebral blood vessels. **Methods:** 60 patients were divided into two groups randomly. Group A: 30 patients, using the first generation dual source CT, 140/80 kVp, 55/243mAs. Group B: 30 patients, using the second generation dual source CT, 80/Sn 140 kVp, 208/104mAs. The average CT value of bilateral carotid artery, image noise, signal-to-noise ratio, contrast-to-noise ratio and subjective image quality score in the two groups were compared. At the same time, the CT volume dose index (CTDIvol), dose length product (DLP) and the effective dose (ED) were also compared. Statistics was made with group data of t test. **Results:** There was no significant difference of image quality between the two groups ($P>0.05$) in the objective and subjective assessment. The differences of radiation dose between the two groups were significant statistically ($P<0.05$), the effective dose in Group B [(0.27 ± 0.01) mSv] was about 30% less than that in Group A [(0.37 ± 0.02) mSv]. **Conclusion:** Compared to the first generation dual-source CT, the radiation dose of cerebral vascular imaging can be reduced significantly by using the second generation dual-source CT, which won't lead to image quality reduction.

【Key words】 Tomography, X-ray computed; Dual-source CT; Dual-energy technique; Angiography; Radiation dose

双源 CT 双能量(dual energy, DE)血管成像可分辨出不同组织密度的轻微差异, 去除斑块的钙化, 有利于真实反映血管管腔的狭窄程度^[1-2], 其诊断准确性可与作为金标准的数字减影血管造影相媲美^[3]。随着 CT 技术的不断发展, 脑血管 CT 双能量成像的扫描速度和效率显著提高, 已在临床上得到广泛应用。然而多数脑血管疾病患者需术前检查及术后定期复查, 检查次数较多, 所以辐射剂量较大。根据辐射防护的最优化与合理使用剂量原则(as low as reasonably achievable, ALARA)^[4-5], 在满足诊断需求的前提下, 应尽可能降低辐射剂量。本文旨在探究双源 CT 双能量成像(DE-CTA)在降低脑血管检查辐射剂量中的应用价值。

材料与方法

1. 一般资料

搜集 2012 年 6 月—2013 年 7 月临床怀疑脑血管疾病行头部 CTA 检查的 60 例患者的病例资料。所有患者检查中配合良好, 均无碘剂过敏史及严重的肝肾功能不良, 受检者均签署知情同意书。60 例中男 33 例, 女 27 例, 年龄 19~76 岁, 平均 54 岁, 体重 49~78 kg。将患者随机等分成 A、B 两组, 两组间患者性别、年龄、体重无明显差异。

2. 扫描技术

A 组采用 Siemens Somatom Definition 一代双源 CT 机, B 组采用 Siemens Somatom Definition Flash 二代双源 CT。60 例患者均先行头部定位像扫描, 再行双能量血管成像, 扫描范围自颅底至颅顶。增强扫描采用双筒高压注射器, 以 5.0 mL/s 的流率经右肘静脉注入 60 mL 非离子对比剂(碘比乐 370 mg I/mL), 注射完毕随即注入 30 mL 生理盐水。应用对比剂跟

作者单位: 610041 成都, 四川大学华西医院放射科

作者简介: 赵利娜(1985—), 女, 陕西西安人, 技师, 主要从事 CT 和 MRI 技术工作。

通讯作者: 李真林, E-mail: lzld01@126.com

踪(bolus-tracking)技术,在第四颈椎层面颈动脉处选择兴趣区(ROI)监测 CT 值,当 ROI 内 CT 值达到 100 HU 时,延迟 4 s 自动触发扫描。主要扫描参数见表 1。两组其它扫描参数和重组参数均相同:层厚 1 mm,层间隔 0.7 mm,视野 23 cm×23 cm~26 cm×26 cm,重组函数 30f。

表 1 两组扫描参数比较

组别	准直器 宽度	旋转时间	管电压	管电流	螺距	Care Dose 4D
A 组	64i×0.6mm	0.33s	140/80 kVp	55/243mAs	0.7	on
B 组	128i×0.6mm	0.28s	80/Sn 140 kV	208/104mAs	0.7	on

3. 图像后处理及图像质量

扫描结束后自动生成 140 和 80 kVp 两组独立的不同能量的薄层图像和一组融合图像(DE Composition =0.3)。将融合图像(相当于 120 kV)在工作站采用多平面重组(multiplanar reformation,MPR)、最大密度投影(maximum intensity projection,MIP)及容积再现技术(volume rendering technique,VRT)等进行后处理。

4. 图像质量评价方法

图像质量主观评价方法:由两位有经验的医师分别对两组患者的融合图像及其后处理图像进行评价,评价内容主要包括颈内动脉、椎动脉、基底动脉、大脑前动脉、大脑中动脉及大脑后动脉(图 1)。根据图像质量分为 4 级^[6]:1 级为不合格,图像质量差,不能进

行诊断,定为 1 分;2 级为图像质量欠佳,伪影较多,从而降低了诊断的可信度,定为 2 分;3 级为图像质量较好,有一些伪影,但尚能进行影像学诊断,定为 3 分;4 级为图像质量好,仅有少许伪影或无伪影,血管结构显示清楚并能进行较精确的影像学诊断,定为 4 分。对评价不一致的,协商解决。

图像质量客观评价方法:分别在两组融合图像上进行测量,测量脑血管 CT 强化值,根据公式(1)、(2)计算信噪比(signal-to-noise ratio,SNR)、对比噪声比(contrast-to-noise ratio,CNR)^[7]:

$$SNR = \frac{\text{血管平均 CT 值}}{SD} \tag{1}$$

$$CNR = \frac{\text{血管平均 CT 值}-\text{肌肉平均 CT 值}}{SD} \tag{2}$$

其中,血管平均 CT 值采用双侧颈内动脉虹吸段 CT 值的平均值,肌肉平均 CT 值代表背景组织,SD (standard deviation)代表背景噪声,以颅底层面头半棘肌作为背景噪声测量点(图 2)。如果仅有一侧颈内动脉显影,就以这一侧颈内动脉的 CT 值作为血管平均 CT 值。

5. 辐射剂量的测量

检查结束后 CT 机会自动生成辐射剂量报告文件(Dose Report),记录 CT 容积剂量指数(CT dose index,CTDIvol,单位 mGy)和剂量长度乘积(dose length product,DLP,单位 mGy·cm)。根据 DLP 计

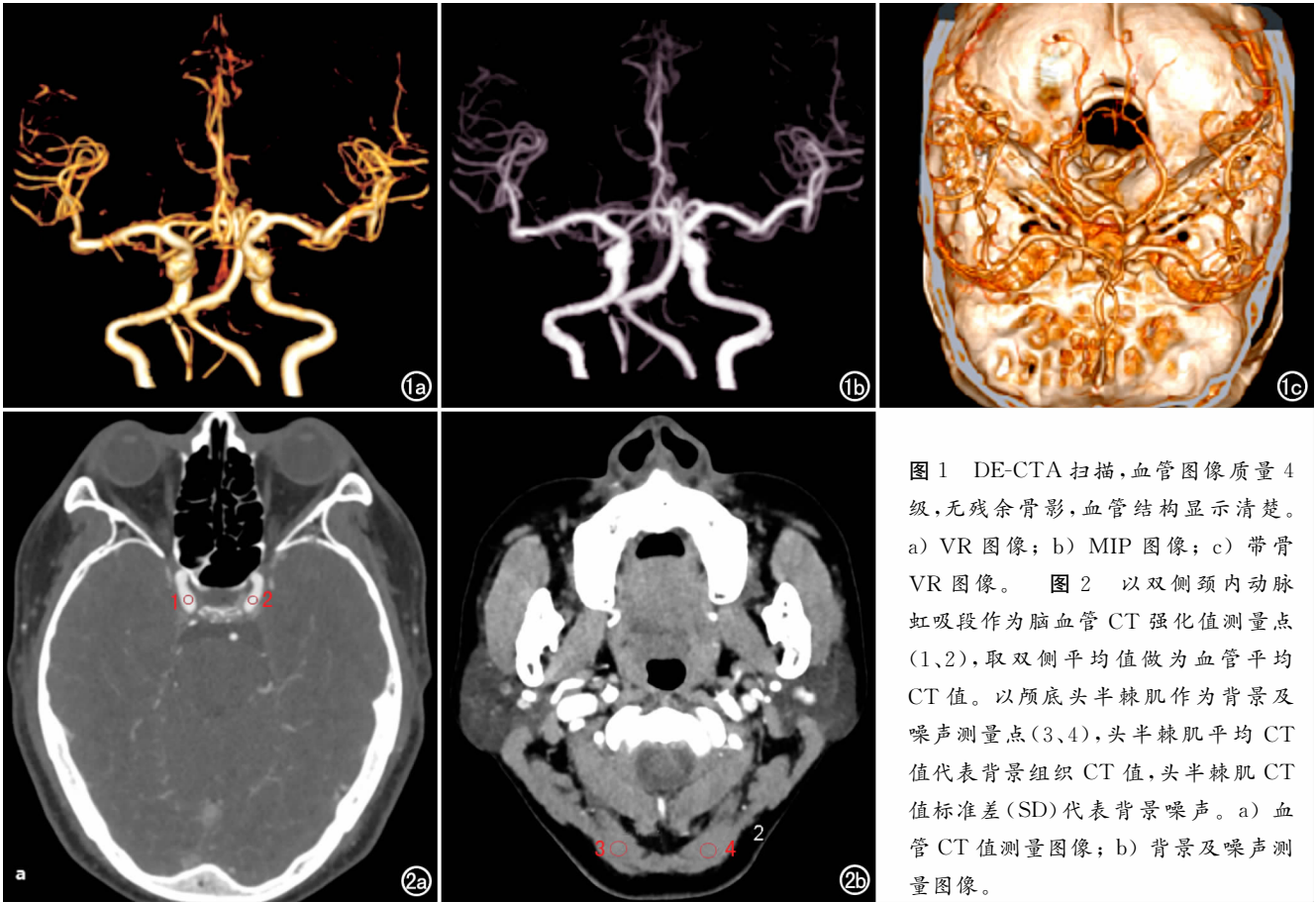


图 1 DE-CTA 扫描,血管图像质量 4 级,无残余骨影,血管结构显示清楚。a) VR 图像; b) MIP 图像; c) 带骨 VR 图像。图 2 以双侧颈内动脉虹吸段作为脑血管 CT 强化值测量点(1、2),取双侧平均值做为血管平均 CT 值。以颅底头半棘肌作为背景及噪声测量点(3、4),头半棘肌平均 CT 值代表背景组织 CT 值,头半棘肌 CT 值标准差(SD)代表背景噪声。a) 血管 CT 值测量图像; b) 背景及噪声测量图像。

算有效剂量(effective dose,ED):

$$ED=k\times DLP \tag{3}$$

k 值采用欧盟委员会(commission of the european communities,CEC)推荐的成人值,为 0.0023 mSv/(mGy·cm)^[8]。

6. 统计学处理

所有数据分析均使用 SPSS 20.0 软件。计量资料用均数±标准差表示。 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。两组图像主观质量评分、客观评价参数以及辐射剂量参数采用成组资料两样本均数 t 检验进行比较。

结 果

1. A、B 两组图像质量主观评估

B 组脑动脉血管显示效果主观评分略高于 A 组(表 2),但两组间差异无统计学意义($t=-0.53,P=0.82$)。

表 2 两组图像质量主观评价的比较 (例)

组别	脑动脉显示效果评分(%)				
	1 分	2 分	3 分	4 分	平均分
A 组	0(0.0)	4(13.3)	9(30.0)	17(56.7)	3.43±0.73
B 组	0(0.0)	4(13.3)	6(50.0)	20(66.7)	3.53±0.73

注:括号内为百分比。

2. A、B 两组图像质量客观评估

两组图像的 SNR、CNR、噪声及颈动脉内 CT 值测量结核见表 3。B 组图像的颈动脉 CT 值、SNR 及 CNR 均略高于 A 组,但两组间差异无统计学意义($P>0.05$)。B 组图像噪声较 A 组降低,但两组间差异无统计学意义($P>0.05$)。

表 3 两组图像质量数据结果分析

指标	A 组	B 组	t 值	P 值
颈动脉 CT 值(HU)	372.2±60.8	410.1±70.4	-3.466	0.52
SNR	36.2±8.4	44.4±11.4	-3.274	0.52
CNR	31.6±7.9	38.8±10.7	-3.364	0.11
噪声(HU)	10.5±1.7	9.9±1.5	1.425	0.93

3. A、B 两组辐射剂量分析

两组的 CTDIvol、DLP、ED 及扫描长度测量结果见表 4。两组患者扫描长度差异无统计学意义($P>0.05$)。B 组 CTDIvol、DLP 及 ED 均较 A 组明显降低,差异有统计学意义($P<0.05$)。

表 4 两组组辐射剂量和扫描长度

指标	A 组	B 组	t 值	P 值
CTDIvol(mGy)	8.2±0.2	6.3±0.1	54.7	<0.05
DLP(mGy·cm)	159.5±10.5	119.1±3.1	20.1	<0.05
ED(mSv)	0.37±0.02	0.27±0.01	20.1	<0.05
扫描长度(cm)	19.1±1.1	18.8±0.7	2.7	>0.05

讨 论

西门子双源 CT 旋转机架上安装有 A、B 两个球

管及两套相互独立的数据采集系统^[9],可以通过设置不同的管电压进行双能量扫描,同时获得高千伏和低千伏数据^[10-13]。脑血管双能量成像可同时获得 140 kVp 的高能谱图像和 80 kVp 低能谱图像,以及一组相当于 120 kVp 的融合图像,即通过一次扫描可同时获得多组不同能谱的图像,为诊断提供更多的信息。双能量成像可根据不同能量下光子吸收的变化检测出物质组成的差异^[11],在进行图像后处理时能够更容易去除骨结构等,使后处理速度明显加快^[14]。二代双源 CT 机除了具有一代双源 CT 机的优势外,在技术上有了更大的进步。其探测器宽度的增加、球管旋转一周时间的降低、选择性能谱滤过技术的应用以及有效 mAs 的减少,为降低患者的辐射量提供了更大的空间。

在本研究中,采用二代双源 CT 机的 B 组图像上血管内 CT 值较 A 组略高,原因分析为:二代双源 CT 机的探测宽度增加,球管旋转一周纵轴(Z)的覆盖范围明显增大,在扫描长度无明显差异的情况下减少了总扫描时间;同时,二代双源 CT 机球管旋转时间较一代双源减少,使脑血管扫描时间进一步缩短。而较短的扫描时间能够保证在图像采集过程中,血管中的造影剂浓度维持在峰值水平^[15],所以二代双源脑血管图像的 CT 值较一代双源 CT 高。同时,随着扫描时间的缩短,患者的辐射剂量明显降低^[16]。

二代双源 CT 脑血管双能量成像应用了选择性能谱滤过(selected by photon shields,SPS)技术,对 140 kVp 的光子束应用锡(Sn)板[tin (Sn) filter]。锡(Sn)板能去除 140 kVp 光子束中的低能光子,使图像噪声明显降低,提高了图像的对比度^[17],所以二代双源 CT 图像的 SNR 和 CNR 较一代双源 CT 高。随着低能光子的滤除,患者的辐射剂量也降低。然而,由于颅底部骨结构复杂,使用选择性能谱滤过技术后高能谱的光子量降低,会产生射线硬化伪影(beam hardening artefact)^[18-19]。由于这种伪影的存在,使岩骨锥体的结构显示不清,并对血管的显示产生一定影响^[20-21]。为避免伪影对图像质量产生影响,二代双源 CT 机 Sn 140 kVp 扫描时所采用的管电流(104 mAs)较一代双源 CT 机的管电流(55 mAs)高,这样,在降低图像噪声的同时保证了图像质量。

影响图像质量和辐射剂量的另一因素为有效毫安秒。一代及二代双源 CT 机的毫安秒均按设备厂家建议的值进行设定,二代双源 CT 机两个 X 射线管的管电流由固定比率相联系,据此设定 A 管有效 mAs 值,B 管将基于预定义的比例自动调整。二代双源 CT 与一代双源 CT 的 mAs 设定值不同,而 CTDIvol 和 DLP 随着有效 mAs 值的减低而降低^[22]。本研究中通

过两组间 CTDIvol 和 DLP 的比较可知,二代双源 CT 有效 mAs 较一代双源 CT 明显降低,而低 mAs 会使图像噪声增加,降低图像质量,但是二代双源 CT 机扫描速度加快及选择性能谱滤过技术的应用都明显提高了图像质量,把低有效 mAs 对图像质量的影响降到最低。所以,低有效 mAs 可结合其它技术的进步来保证图像质量,同时降低患者的辐射剂量。

综上所述,二代双源 CT 脑血管双能量(80/Sn 140 kVp)成像在保证良好的图像质量的同时,扫描时间明显缩短,保证了检查的时效性;选择性能谱滤过技术的应用为扫描参数的优化提供了更大的灵活性,在提供最佳成效效果的同时合理有效地降低辐射量,在脑血管 DE-CTA 的检查中有较大的临床应用价值。

参考文献:

- [1] Thomas C, Korn A, Ketelsen D, et al. Automatic lumen segmentation in calcified plaques; dual-energy CT versus standard reconstructions in comparison with digital subtraction angiography[J]. AJR, 2010, 194(6): 1590-1595.
- [2] 张智伟, 任克, 徐克, 等. 兔双能量 CTA 扫描参数与对比剂注射方案的最佳匹配选择[J]. 中国医学影像技术, 2011, 27(6): 1106-1110.
- [3] 郭建新, 冒平, 牛刚, 等. 3D-CTA、2D-DSA 及 3D-DSA 对颅内动脉瘤诊断价值的对比研究[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志, 2011, 9(5): 21-23, 38.
- [4] The ALARA (as low as reasonably achievable) concept in pediatric CT intelligent dose reduction; multidisciplinary conference organized by the Society of Pediatric Radiology(2001)[J]. Pediatr Radiol, 2002, 32(4): 217-313.
- [5] Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CT; myth or reality[J]. Radiology, 2002, 223(1): 5-6.
- [6] 王一民, 曹建新, 杨诚, 等. 低管电压对头部减影 CTA 图像质量和辐射剂量的影响[J]. 临床放射学杂志, 2011, (1): 102-105.
- [7] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization[J]. Radiology, 2004, 230(3): 619-628.
- [8] CEC. Quality criteria for computed tomography: European guidelines. (EUR 16262)[D]. Luxembourg: Com of the Eur Commun, 1999: 1-30.
- [9] Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, et al. Contrast-enhanced co-

- ronary artery visualization by dual-source computed tomography——initial experience[J]. Eur J Radiol, 2006, 57(3): 331-335.
- [10] Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience[J]. Eur Radiol, 2007, 17(6): 1510-1517.
- [11] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual source CT (DSCT) system[J]. Eur Radiol, 2006, 16(2): 256-268.
- [12] Petersilka M, Bruder H, Krauss B, et al. Technical principles of dual source CT[J]. Eur J Radiol, 2008, 68(3): 362-368.
- [13] Chandarana H, Godoy MC, Vlahos I, et al. Abdominal aorta; evaluation with dual-source dual-energy multidetector CT after endovascular repair of aneurysms; initial observations[J]. Radiology, 2008, 249(2): 692-700.
- [14] Morhard D, Fink C, Graser A, et al. Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal; dual energy computed tomography versus standard computed tomography[J]. Invest Radiol, 2009, 44(5): 293-297.
- [15] 姜加学, 王德杭, 唐立钧. 双源 CT 冠脉成像中患者因素与对比剂示踪扫描次数的关系[J]. 放射学实践, 2011, 26(6): 653-655.
- [16] McCollough CH, Primak AN, Braun N, et al. Strategies for reducing radiation dose in CT[J]. Radiol Clin North Am, 2009, 47(1): 27-40.
- [17] Petersilka M, Bruder H, Krauss B, et al. Technical principles of dual source CT[J]. Eur J Radiol, 2008, 68(3): 362-368.
- [18] Takeuchi M, Kawai T, Ito M, et al. Split-bolus CT-urography using dual-energy CT; feasibility, image quality and dose reduction[J]. Eur J Radiol, 2012, 81(11): 3160-3165.
- [19] Maass C, Baer M, Kachelriess M. Image-based dual energy CT using optimized precorrection functions; a practical new approach of material decomposition in image domain[J]. Med Phys, 2009, 36(8): 3818-3829.
- [20] Brooks RA, Di Chiro G. Beam hardening in x-ray reconstructive tomography[J]. Phys Med Biol, 1976, 21(3): 390-398.
- [21] Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, et al. Renal cyst pseudoenhancement; beam-hardening effects on CT numbers[J]. Radiology, 1999, 213(2): 468-472.
- [22] 白玫, 郑钧正. 多排(层)螺旋 CT 的辐射剂量表达及其影响因素探讨[J]. 辐射防护, 2008, (1): 1-12.

(收稿日期: 2013-10-20 修回日期: 2013-11-12)